

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-253416

(43) 公開日 平成11年(1999) 9月21日

(51) Int. Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 5/055

A 6 1 B 5/05

3 1 1

G 0 1 N 33/48

G 0 1 N 24/08

5 1 0 Y.

審査請求 未請求 請求項の数12 OL (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願平10-56699

(22) 出願日 平成10年(1998) 3月9日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 原 基司

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

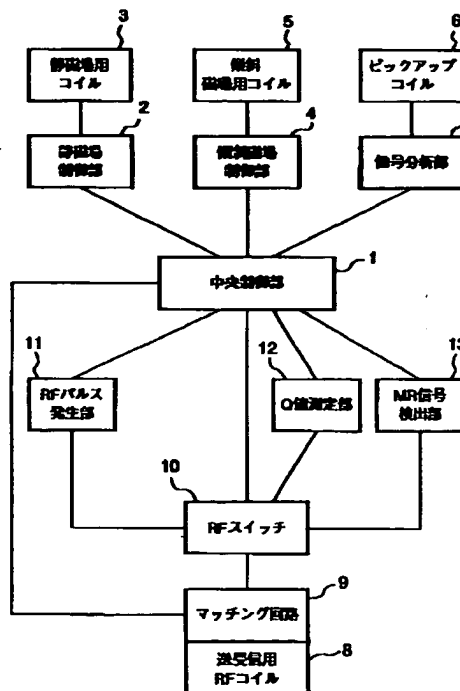
(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外 6 名)

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

【課題】被検体の照射領域に対応する部分の重量を正確に把握することができ、SARを正確に算出する。

【解決手段】送受信用RFコイルへの電力効率を高めるマッチング回路9と、APC部1-1により90°条件を満足するように電力制御されたときの無負荷時及び負荷時の送信電力を測定するRFパワーメータ11-3及び電力検取部1-2と、Q値を求めるための方向性結合器部12-2及びQ値計算部1-3と、アンプが飽和しないためのアッテネータ13-2と、MR信号のピーク値を検出するピーク値検取部1-5とを設け、スライス選択しないパルスシーケンスを行って、プロトンの総量に比例したMR信号のピーク値を求め、プロトンの総量を使用したSARの値を自動的に計算する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 磁気共鳴現象を利用して被検体の磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、被検体へ高周波パルスを送信し、前記被検体からの磁気共鳴信号を検出し、この検出に基づいてプロトンの総量を求め、このプロトンの総量に基づいて撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータを算出する管理データ算出手段を設けたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

【請求項2】 前記管理データ算出手段は、スライス選択しないで撮影部位の原子核のスピンを所定角度傾ける励起を行ったときに得られるエコー信号のピーク値を測定し、このピーク値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする請求項1記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項3】 前記管理データ算出手段は、スピン・エコー法により得られるエコー信号からプロトンの総量を求めることを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項4】 前記管理データ算出手段は、グラディエント・エコー法により得られるエコー信号からプロトンの総量を求めることを特徴とする請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項5】 前記管理データ算出手段は、周波数に対する反射信号電圧を検出する方向性結合器を使用して測定されたQ値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする請求項2乃至請求項4のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項6】 前記管理データ算出手段は、励起コイルの電力供給回路に接続され、その出力効率を高めるマッチング回路を具備することを特徴とする請求項2乃至請求項5のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項7】 前記管理データ算出手段は、前記増幅器の前に備えられ、撮影部位からのエコー信号を検出して得た電気信号を増幅する増幅器が飽和しないように前記電気信号を減衰させる減衰器又は減衰率が既知の減衰器を具備することを特徴とする請求項2乃至請求項6のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項8】 前記管理データ算出手段は、撮影部位からのエコー信号を検出して得た電気信号を増幅する増幅器が飽和しないように、撮影部位への励起エネルギーを減少させ、この励起エネルギーの減少に応じて、撮影部位から放射されるエコー信号のピーク値を増大推定して、この増大推定したピーク値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする請求項2乃至請求項6のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項9】 前記管理データ算出手段は、スピンの励起角度を自動的に一定にするオートパワーコントロールにより励起角度が90°となる条件を満足する無負荷時

及び負荷時の送信電力を測定する吸収電力測定手段を備え、この吸収電力測定手段による測定後、前記被検体の撮影部位の試験的励起は、前記吸収電力測定手段のオートパワーコントロールの影響からスピンが完全に回復してから行うことを特徴とする請求項2乃至請求項8のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項10】 前記管理データ算出手段は、前記撮影部位をほぼ均一に励起する送信及び受信兼用のコイルを備えたことを特徴とする請求項2乃至請求項9のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項11】 前記管理データ算出手段により算出された撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータを表示出力することを特徴とする請求項1乃至請求項10のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

【請求項12】 前記管理データ算出手段により算出された撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータに基づいて、撮影条件を変更することを特徴とする請求項1乃至請求項11のいずれか一項記載の磁気共鳴イメージング装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、磁気共鳴現象を利用して被検体の磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】ある原子核が磁場中で特定波長のRFパルスエネルギーを共鳴吸収し、次いでこれをエコー信号として放出する磁気共鳴(MR: Magnetic Resonance)現象を利用して、撮影対象(被検体)の磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング(MRI: Magnetic Resonance Imaging)装置が知られている。

【0003】このMRI装置では、被検体に対して高周波磁場(RFパルス)を照射し、被検体内部にRFパルスによる熱等の物理的作用が発生する。このような物理的作用はRFパルスの量に応じて大きくなるもので、物理的作用が小さい場合にはほとんど無視できるが、物理的作用が大きいと被検体に悪影響となる虞がある。

【0004】そこで、アメリカ国のFDAでは勧告基準として人体に照射するRFパルスエネルギーの上限の推奨値を、 $SAR \leq 0.4 [W/kg]$ として示している。この勧告基準については、一般的にその解釈と管理方法が必ずしも完全に一致しているわけではないが、SAR(Specific Absorption Ratio)の計算方法としては、例えば、公称体重を使用した次に示す(式1)が知られている。

## 【0005】

## 【数1】

$$SAR = \frac{(P_w - P_v) \cdot \left(\frac{D}{100}\right)^3}{W} \dots\dots (式1)$$

【0006】ここで(式1)において、 $P_w$ は負荷時(被検体の撮影時)の出力電力(パルス励起エネルギー) [W]であり、 $P_v$ は無負荷時(被検体の代わりに損失のない極小物の撮影時)の出力電力 [W]であり、 $D$ は出力電力のデューティ比(%)である。また、 $W$ は被検体の公称体重[kg]である。

【0007】従って、撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータとしてのSARは、被検体に吸収されたRFパルスのエネルギーを被検体の公称体重で除算したものである。この公称体重は、実質的には通常の体重と同等のものである。

【0008】近年、撮影シーケンスの高速化(例えばRARE法、FSE法)に伴い、上述した勧告基準が見直されつつあるが、従来、MRI装置に携わっている医師や技師は、上述したSARを計算して、撮影する時には、計算したSARより大きくならないように、撮影するスライス枚数を管理するようにしていた。一定時間内に撮影するスライス枚数を減らせば、負荷時の出力電力 $P_w$ が下がるので、SARが下がることになる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】上述したように、従来のSAR管理では、勧告基準又はそれに追従する制限値以下となるように、負荷時の出力電力 $P_w$ 、無負荷時の出力電力 $P_v$ 、出力電力のデューティ比 $D$ 、公称体重 $W$ により医師又は技師がSARを計算していたが、SARを公称体重 $W$ に基づいて計算すると誤差が生じる虞があるという問題があった。

【0010】すなわち、同一被検体でも励起するためのRFパルスの照射領域の広さが変われば、単位体重当りの吸収RFパルスエネルギーが変わることになる。しかも、必ずしも正確に照射領域に対応する部位の重量と公称体重 $W$ が一致することはない。

【0011】また、SARは、MRI装置に携わる医師や技師が計算しなければならないという問題があった。そこでこの発明は、被検体の照射領域に対応する部分の重量を正確に把握することができ、SARを正確に算出することができる磁気共鳴イメージング装置を提供することを目的とする。

【0012】

【課題を解決するための手段】(1)本発明の磁気共鳴イメージング装置は、磁気共鳴現象を利用して被検体の磁気共鳴画像を得る磁気共鳴イメージング装置において、被検体へ高周波パルスを送信し、前記被検体からの磁気共鳴信号を検出し、この検出に基づいてプロトンの総量を求め、このプロトンの総量に基づいて撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータを算出する管理データ算出手段を設けたことを特徴とするもので

ある。

(2)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(1)に記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、スライス選択しないで撮影部位の原子核のスピンを所定角度傾ける励起を行ったときに得られるエコー信号のピーク値を測定し、このピーク値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする。

(3)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)に記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、スピン・エコー法により得られるエコー信号からプロトンの総量を求めることを特徴とする。

(4)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)に記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、グラディエント・エコー法により得られるエコー信号からプロトンの総量を求めることを特徴とする。

(5)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(4)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、周波数に対する反射信号電圧を検出する方向性結合器を使用して測定されたQ値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする。

(6)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(5)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、励起コイルの電力供給回路に接続され、その出力効率を高めるマッチング回路を具備することを特徴とする。

(7)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(6)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、前記増幅器の前に備えられ、撮影部位からのエコー信号を検出して得た電気信号を増幅する増幅器が飽和しないように前記電気信号を減衰させる減衰値又は減衰率が概知の減衰器を具備することを特徴とする。

(8)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(6)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、撮影部位からのエコー信号を検出して得た電気信号を増幅する増幅器が飽和しないように、撮影部位への励起エネルギーを減少させ、この励起エネルギーの減少に応じて、撮影部位から放射されるエコー信号のピーク値を増大推定して、この増大推定したピーク値に基づいてプロトンの総量を求めることを特徴とする。

(9)本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(8)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、スピンの励起角度を自動的に一定にするオートパワーコントロールにより励起角度が90°となる条件を満足する無負荷時及び負荷時の送信電力を測定する吸収電力測定手段を備え、この吸収電力測定手段による測定後、前記被検体の撮影部位

の試験的励起は、前記吸収電力測定手段のオートパワーコントロールの影響からスピンの完全に回復してから行うことを特徴とする。

【10】本発明の磁気共鳴イメージング装置は(2)乃至(9)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段は、前記撮影部位をほぼ均一に励起する送信及び受信兼用のコイルを備えたことを特徴とする。

【11】本発明の磁気共鳴イメージング装置は(1)乃至(10)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段により算出された撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータを表示出力することを特徴とする。

【12】本発明の磁気共鳴イメージング装置は(1)乃至(11)のいずれかに記載した磁気共鳴イメージング装置であって、管理データ算出手段により算出された撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータに基づいて、撮影条件を変更することを特徴とする。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は、この発明の第1実施形態によるMRI装置の要部構成を示すブロック図である。なお、このブロック図には示されていないが、操作パネル、被検体を載置する天板、この天板を駆動する機構、撮影されたMR画像を表示するモニタ、撮影されたMR画像のデータを記憶保存するメモリ(例えばハードディスク装置)等が設けられている。

【0014】中央制御部1は、このMRI装置全体の制御を行うため、CPU(central processing unit)、ROM(read only memory)、RAM(random access memory)及び各種インターフェイス、各種コントローラ等から構成されている。

【0015】中央制御部1は、静磁場制御部2を介して静磁場用コイル3を制御し、撮影領域に均一な静磁場を発生させ、傾斜磁場制御部4を介して傾斜磁場用コイルを制御して上記の静磁場に重畳して傾斜磁場(勾配磁場)を発生させる。

【0016】この傾斜磁場は核スピンに3次元的な位置情報を与えるために、X軸、Y軸、Z軸の3方向で発生させられる。また、前記中央制御部1は、RFコイルにより励起された被検体からのエコー信号を検出するピックアップコイル6からの信号(電圧信号)を分析する信号分析部(スペクトルアナライザ相当装置)7から出力される分析結果信号を取込むようになっている。

【0017】送受信RFコイル8は、天板上に載置された被検体の測定部位の近傍に設置され、被検体の測定部位へRFパルスを印加して、その測定部位の該当する原子核を励起して、その原子核から発生したエコー信号を検出する。

【0018】この送受信RFコイル8は、RFパルス

送信とMR信号受信を兼用するコイルであり、例えば、全身用場合にはQD(直交)-WBコイル、頭部用の場合にはQD(直交)-BRコイルが使用される。

【0019】この送受信RFコイル8に対してマッチングを取るためのマッチング回路9は、前記中央制御部1により制御される。すなわち、前記マッチング回路9は、送受信RFコイル8へ印加される電力をその電気特性から電力効率が最も良くなるように調節するものである。

【0020】前記中央制御部1はRFスイッチ10の切換えを制御し、このRFスイッチ10の切換えにより、前記マッチング回路9(送受信RFコイル8)とRFパルス発生部11とを接続する。このRFパルス発生部11は、前記中央制御部1により制御され、前記送受信RFコイル8へRFパルスを発生させるための電力を供給する。

【0021】また、前記RFスイッチ11の切換えにより、前記送受信RFコイル8とQ値測定部12とが接続される。このQ値測定部12は、前記中央制御部1により制御され、前記送受信RFコイル8により検出したエコー信号からQ値を測定・算出して、そのQ値データを前記中央制御部1に出力する。

【0022】また、前記RFスイッチ11の切換えにより、前記送受信RFコイル8とMR信号検出部13とが接続される。このMR信号検出部13は、前記中央制御部1により制御され、前記送受信RFコイル8により検出したエコー信号を処理してMR画像データに変換して、このMR画像データを前記中央制御部1に出力する。

【0023】図2は、前記RFパルス発生部11及びその周辺の構成を示すブロック図である。前記RFパルス発生部11は、前記送受信RFコイル8に印加されるRFパルスのデューティDを決定するRFパルス波形を発生するRFパルス発振器11-1と、このRFパルス発振器11-1からのRFパルス波形を所定の電力まで増幅するRFパワーアンプ11-2と、このRFパワーアンプ11-2から出力される電力を計測して前記RFスイッチ10へ供給するRFパワーメータ11-3とから構成されている。

【0024】前記RFパワーアンプ11-2は、前記中央制御部1に備えられたAPC(autopower control)部1-1によりRFパルスの90°条件(スピンの励起角度が90°となる条件)が求められ、これにより送信電力が制御される。さらに、前記中央制御部1は、90°条件に基づいて送信電力(RFパルス)の振幅を所望の倍率(例えば30%)に増幅・縮小制御することもできる。

【0025】また、前記RFパワーメータ11-3により計測された電力は、前記中央制御部1に備えられた電力読取部1-2によりデータとして読み取られる。例えば、

7

電力読取部1-2は、90°条件が満足されときの無負荷時の送信電力 $P_v$ 及び負荷時の送信電力 $P_w$ を読取る。

【0026】図3は、前記Q値測定部12及びその周辺の構成を示すブロック図である。前記Q値測定部12は、前記中央制御部1による制御によりサンプリングする各周波数の信号を発生する発振器12-1と、この発振器12-1からの信号を前記RFスイッチ10を介して前記送受信RFコイル8へ供給したときの反射信号を入力する方向性結合器部12-2とから構成されている。

【0027】前記方向性結合器部12-2により入力された反射信号は、前記中央制御部1に備えられたQ値計算部1-3にデータとして取込まれ、このデータに基づいてQ値が計算される。例えば90°条件が満足されときの無負荷時のQ値 $Q_v$ 及び負荷時のQ値 $Q_w$ が計算される。

【0028】図4は、前記MR信号検出部13及びその周辺の構成を示すブロック図である。前記MR信号検出部13は、前記送受信RFコイル8により受信した被検体からのMR信号（エコー信号）を増幅するアリアンプ13-1と、前記送受信RFコイル8により受信したMR信号を前記アリアンプ13-1が飽和しないように所定の減衰量（アッテネーション量）で減衰させるアッテネータ13-2と、前記アリアンプ13-1と前記送受信RFコイル8（マッチング回路9）とを、前記中央制御部1の制御により前記RFスイッチ10と共に連動して直接又は前記アッテネータ13-2を介して接続する切換スイッチ13-3と、前記アリアンプ13-1により増幅されたMR信号を解析してMR画像信号として処理する検波部13-4とから構成され、このMR画像信号は、前記中央制御部1により処理されて、図示しないモニタ又はメモリ等に出力する。

【0029】前記アッテネータ13のアッテネーション量は、前記中央制御部1に備えられたアッテネーション量読取部1-4によりデータAとして読取られる。また、前記検波部13-4により処理されたMR信号のピーク値が、前記中央制御部1に備えられたピーク値読取部1-5によりデータSとして読取られる。

【0030】図5は、前記マッチング回路9の一例を示す回路図である。マッチング回路9は、前記送受信RFコイル8に並列に可変コンデンサ9-1、9-2、9-3により構成されている。

【0031】このような構成のこの実施の形態において、以下に説明する考察に基づいて、撮影における許容励起エネルギーを管理するためのデータとしてのSARを算出する。

8

【0032】RFパルス送信時の送受信RFコイル8の等価回路を図6に示す。コンデンサ9-4はコンデンサ9-1、9-2、9-3を等価変換して表わした可変コンデンサである。

【0033】電力供給源としてのRFパワーアンプ11-2から電力が供給されたときに、送受信RFコイル8に流れる高周波電流 $I_{rf}$ に比例して高周波磁界 $B_w$ が発生する。このとき、被検体に依存して存在する等価直列抵抗21が変化しても、APCにより90°条件が満足するように制御（再調整）された後では、高周波電流 $I_{rf}$ は一定となる。従って、このとき送信電力 $P$ について、次に示す（式2）が成立する。

【0034】

【数2】

$$P = I_{rf}^2 \cdot r \propto \frac{1}{Q} \quad \dots\dots (式2)$$

$$Q = \frac{\omega L}{r} \quad \dots\dots (式3)$$

$$\omega^2 LC = 1 \quad \dots\dots (式4)$$

【0035】ここで、 $r$ は、送受信RFコイル8の損失及び被検体による損失の総和を表す直列等価抵抗21の抵抗値であり、 $Q$ は、（式3）に示すように、送受信RFコイル8のインダクタンス $L$ 、共振角周波数 $\omega$ 、上記抵抗値 $r$ により求められる $Q$ 値であり、このとき、可変コンデンサ9-1の静電容量を $C$ とすると、条件式（式4）が満足されている。以上の考察から、無負荷時の送信電力 $P_v$ 及び $Q$ 値 $Q_v$ と負荷時の送信電力 $P_w$ 及び $Q$ 値 $Q_w$ の間には、

【0036】

【数3】

$$\frac{Q_v}{Q_w} = \frac{P_w}{P_v} \quad \dots\dots (式5)$$

という関係式（式5）が成立する。

【0037】MR信号受信時の送受信RFコイル8の等価回路を図7に示す。被検体から発生するエコー信号により送受信RFコイル8に誘導される誘導起電力（22はこの誘導起電力を発生する仮想的電源である）を $E_s$ とすると、可変コンデンサ9-1の両端に検出される電圧 $V_x$ は、

【0038】

【数4】

40

$$V_x = \left( \frac{E_s}{r} \right) \cdot \frac{1}{j\omega C} \quad \dots \dots \text{(式6)}$$

$$|V_x| = \left( \frac{1}{\omega r C} \right) \cdot E_s = \left( \frac{\omega L}{r} \right) \cdot E_s = Q \cdot E_s \quad \dots \text{(式7)}$$

となり、送受信RFコイル8での検出電圧は(式7)から  $Q \cdot E_s$  となる。

【0039】ここで、無負荷とみなせるほど高周波電力ロスの少ない少量のファントムをセットし、この重さを  $M_v$  [kg] とするとき、この  $M_v$  [kg] のプロトンから発生するエコー信号により送受信RFコイル8に誘導される起電力を  $E_{sv}$  とすると、この起電力  $E_{sv}$  はプロトンの総量  $M_v$  に比例する。無負荷時において、 $Q$  値を  $Q_v$  とし、アッテネータ13-2のアッテネーション量  $A_v$  とし、プリアンプ13-1から検波部13-4までのゲ\*

$$M_v = k S_v$$

と換算係数  $k$  を定義して、予め求めておくものとする。

【0041】上述した議論を負荷時の場合に適用する。負荷時において、 $M_w$  [kg] のプロトンから発生するエコー信号により送受信RFコイル8に誘導される起電力を  $E_{sw}$  とし、 $Q$  値を  $Q_w$  とし、アッテネータ13-2のアッテネーション量  $A_w$  とし、プリアンプ13-1から検波部13-4までのゲインを  $B_v$  とする。

【0042】すると、送受信RFコイル8でも検出電圧は  $Q_w \cdot E_{sw}$  となり、アッテネータ13-2の出力電圧は、 $A_w \cdot Q_w \cdot E_{sw}$  となり、最終的に検波部13-4の※

$$\begin{aligned} M_x &= k \cdot \frac{A_v}{A_w} \cdot \frac{B_v}{B_w} \cdot \frac{Q_v}{Q_w} \cdot S_w \\ &= k \cdot S_w \cdot \left( \frac{A_v \cdot B_v}{A_w \cdot B_w} \right) \cdot \left( \frac{P_w}{P_v} \right) \quad \dots \dots \text{(式9)} \end{aligned}$$

$$A_v = A_w, B_v = B_w$$

$$M_w = k \cdot S_w \cdot \left( \frac{P_w}{P_v} \right) \quad \dots \dots \text{(式10)}$$

として、この(式9)により、プロトンの総量を求めることができる。なお、無負荷時及び負荷時でのアッテネータ13-2のアッテネータ量  $A$  及びプリアンプ13-1から検波部13-4までのゲイン  $B$  を変化させなければ、(式10)となる。

【0045】これにより、公称体重に代わるプロトンの総量が得られるので、後は吸収されるRFパルスのエネルギー量を求めれば、SARは求めることができる。そこで、RFパワーアンプ11-2から送受信RFコイル8へ供給する送信電力を無負荷時は  $P_v$  とし、負荷時は  $P_w$  とする。このとき、被検体が吸収する電力  $P_d$

[W] は、

★

\*インを  $B_v$  とする。すると、送受信RFコイル8での検出電圧は  $Q_v \cdot E_{sv}$  となり、アッテネータ13-2の出力電圧は、 $A_v \cdot Q_v \cdot E_{sv}$  となり、最終的に検波部13-4の出力電圧は、 $A_v \cdot B_v \cdot Q_v \cdot E_{sv} = S_v$  となり、この出力電圧  $S_v$  が測定されるMR信号のピーク値となる。これはプロトンの総量に比例した値となる。従って、

【0040】

【数5】

$$\dots \dots \text{(式8)}$$

※出力電圧は、負荷時のピーク値として、 $A_w \cdot B_w \cdot Q_w \cdot E_{sw} = S_w$  となる。

【0043】ところで、(式8)から、 $M_v = k \cdot A_v \cdot B_v \cdot Q_v \cdot E_{sv}$  であり、 $M_v$  と  $E_{sv}$  とは比例関係にあり、 $M_w$  と  $E_{sw}$  ともその同じ比例関係にある。従って、 $M_w = k \cdot A_w \cdot B_w \cdot Q_w \cdot E_{sw}$  が成立する。そこで、 $S_w$  の定義に及び(式5)により、

【0044】

【数6】

★【0046】

【数7】

$$P_d = (P_w - P_v) \cdot \left( \frac{D}{100} \right) \quad \dots \dots \text{(式11)}$$

【0047】この(式11)により求められる。なお、 $D$  はRFパルス発振器11-1により決定されるパルスシーケンスのデューティである。以上の結果として、従来の公称体重を使用した式により求めたSARに代わって、

【0048】

【数8】

$$SAR = \frac{(P_w - P_v) \cdot \left(\frac{D}{100}\right)}{k \cdot S_w \left(\frac{A_v \cdot B_v}{A_w \cdot B_w}\right) \cdot \left(\frac{P_w}{P_v}\right)} \dots \dots \dots (式12)$$

【0049】この撮影部位に対応する（RFパルスを送信して励起された部位の）プロトンの総量を使用した（式12）により、正確なSARを求めることができる。このMRI装置では、図8に示す中央制御部1が行う換算係数kの算出処理の流れにしたがって、MR信号に対するプロトン重量の換算係数kを求める。まず、ステップ1（ST1）の処理として、撮影部位部分の（プロトン数/重量）比がほぼ等しい物質からなるサンプル（例えばオイル・ファントム）がこのMRI装置にセットされたことが確認されるまでの待機状態となる。このサンプルの量は、送受信RFコイル8により測定される完全な無負荷時のQ値とこのサンプルを置いた時のQ値が、ほぼ等しくなるような量（少量）である。

【0050】サンプルがMRI装置にセットされたことが確認されると、ステップ2（ST2）の処理として、送受信RFコイル8についてマッチング回路9を制御して送信出力特性を良好に調整するマッチング処理を行う。

【0051】このマッチング処理を終了すると、ステップ3（ST3）の処理として、そのサンプルをセットした状態である無負荷時のQ値を求めるため、送受信RFコイル8へ各種周波数の出力を電力供給して送信させ、その結果、送受信RFコイル8により受信した反射信号の電圧をQ値測定部12（方向性結合器部12-2）により測定し、ステップ4（ST4）の処理として、Q値計算部1-3によりその測定結果からQ値を算出する。

【0052】この実施の形態のQ値について、図9に示すように、Q値測定部12により得られた周波数と反射信号電圧との関係のグラフから、反射信号電圧が減少から増加に転じる最低値の周波数を $f_0$ （ $=\omega/(2\pi)$ ）とし、反射信号電圧の最高値から-3dBの値の反射信号電圧の増加時の周波数から減少時の周波数の差を $\Delta f$ として、送受信RFコイル8単体のQ値は、 $Q=2f_0/\Delta f$

という定義式により算出される。

【0053】また、この実施の形態では、該当するRFコイルと疎に磁気結合するピックアップコイル6及びスペクトルアナライザ相当装置としての信号分析部7とによりQ値を求めることができる。信号分析部7により、図10に示すように、送受信RFコイル8に各種周波数の出力を電力供給して送信させて、その結果、周波数とピックアップコイルによる信号電圧との関係のグラフが得られ、このグラフから信号電圧の最高値の周波数を $f_0$ とし、その最高値から-3dBの値の信号電圧の減少時の周波数から増加時の周波数の差を $\Delta f$ として、送

\*受信RFコイル8単体のQ値は、

$$Q = f_0 / \Delta f$$

という定義式により算出される。従って、Q値測定部12（方向性結合器部12-2）とピックアップコイル6（信号分析部7）とはいずれか一方を設ければ良く、一方を削除することもできる。

【0054】さらに、Q値が（式5）により無負荷時の送信電力 $P_v$ 及び負荷時の送信電力 $P_w$ と関係付けられるので、Q値を求めることは必須ではなく、上記ステップ3の処理及びステップ4の処理は省略することものできる。

【0055】次に、ステップ5（ST5）の処理として、APC部1-1により、90°条件を求めるためのAPC制御を行う。このAPC制御は、適当なスライス厚を設定して被検体の撮影部位（サンプル）を励起して、送信電力を段階的に変えて（送信電力は、RFパワーメータ11-3からの検出信号で電力計取部1-2により計取られる）MR信号を収集する。このAPC制御が終了すると、ステップ6（ST6）の処理として、このAPC制御により収集されたMR信号から、90°条件を満足する送信電力（無負荷時の送信電力 $P_v$ ）を計取る。

【0056】すなわち、送信電力とMR信号電圧との関係のグラフをカーブフィティングにより作成して、そのMR信号が最大となる送信電力を計取る。この最大となる送信電力が90°条件を満たす送信電力（無負荷時の送信電力 $P_v$ ）である。このとき、RFパルスは90°パルス及び180°パルスとなっている。

【0057】次に、ステップ7（ST7）の処理として、スライス厚を無限大として、すなわちスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないスピン・エコー法で、その90°条件を満たす送信電力により送受信RFコイル8からRFパルス（90°パルス及び180°パルス）を送信してMR信号を収集する。

【0058】このスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないスピン・エコー法は、図11に示すようなパルスシーケンスにより実行される。なお、図中においては、RFは送受信RFコイル8から出力するRFパルスを示し、GSはスライス傾斜磁場を示し、GEは位相エンコード傾斜磁場を示し、GRはリード傾斜磁場を示し、SIGはMR信号を示している。ここで、RFパルスの90°パルスは、前回（最終）のRFパルスからスピニングが十分回復すると思われるだけ十分長い時間、例えば3000msec以上時間間隔をおいて出力され、この90°パルスからMR信号を検出するまでのエコー時間ECは、横緩和（T2減衰）による影響を減らすために極力短い時間、例えば15msec以下として制

10

20

30

40

50

御される。

【0059】この実施の形態においては、スピン・エコー法を使用した、この発明はこれに限定されるものではなく、例えば、図12に示すようなパルスシーケンスで実行されるグラディエント・エコー法でも良いものである。なお、このグラディエント・エコー法では、 $90^\circ$ パルスは使用するが、 $180^\circ$ パルスは使用しない。

【0060】なお、この実施の形態でスピン・エコー法を使用したのは、MR信号の収集がスライスを無限大とするように広範囲な領域にわたるので、グラディエント・エコー法では静磁場の均一性が高いレベルで達成していなければならないのに対して、スピン・エコー法では実用的なレベルで静磁場の均一性が確保されていれば良いからである。

【0061】このMR信号の収集が終了すると、ステップ8(ST8)の処理として、収集したMR信号のピーク値 $S_v$ を読取る。次に、ステップ9(ST9)の処理として、サンプルの重量 $W$ を図示しない重量測定部により測定する。

【0062】次に、ステップ10(ST10)の処理として、ステップ9で測定された重量 $W$ をステップ8で読取られたMR信号のピーク値 $S_v$ により除算して換算係数 $k$ を算出する。

【0063】 $k=W/S_v$

この算出された換算係数 $k$ を中央制御部1内のメモリ(図示せず)にパラメータとしてセットする。

【0064】この換算係数 $k$ のセットを終了すると、中央制御部1は、この換算係数 $k$ の算出処理を終了するようになっている。このMRI装置は、換算係数 $k$ の算出処理を終了すると、図13に示す中央制御部1が行うSAR算出処理の流れにしたがって、SARの値を求める。

【0065】まず、ステップ11(ST11)の処理として、被検体がこのMRI装置にセットされたことが確認されるまでの待機状態となる。被検体がMRI装置にセットされたことが確認されると、ステップ12(ST12)の処理として、送受信用RFコイル8とは別に専用の受信(RF)コイルを使用しているか否かを判断する。ここで、受信コイルを使用していると判断すると、ステップ13(ST13)の処理として、電磁氣的に影響しないように、受信コイルをデカップリング(又はデチューン)して、次のステップ14(ST14)の処理へ移行するようになっている。

【0066】また、受信コイルを使用していないと判断すると、ステップ14の処理へ移行するようになっている。ステップ14の処理は、被検体がセットされた状態である負荷時のQ値を求めるため、前述のステップ3の処理と同様に、送受信用RFコイル8へ各種周波数の出力を電力供給して送信させ、その結果、送受信用RFコイル8により受信した反射信号の電圧をQ値測定部12

(方向性結合器部12-2)により測定し、ステップ15(ST15)の処理として、前述のステップ4の処理と同様に、その測定結果からQ値を算出する。なお、このステップ14の処理及びステップ15の処理もまた、前述のステップ3の処理及びステップ4の処理と同様にQ値を求めることは必須ではなく、省略することができる。

【0067】次に、ステップ16(ST16)の処理として、前述のステップ5の処理と同様に、APC部1-1により、 $90^\circ$ 条件を求めるためのAPC制御を行う。このAPC制御が終了すると、ステップ17(ST17)の処理として、前述のステップ6の処理と同様に、このAPC制御により収集されたMR信号から、 $90^\circ$ 条件を満足する送信電力(負荷時の送信電力 $P_w$ )を読取る。

【0068】次に、ステップ18(ST18)の処理として、被検体の磁化が十分回復するまでの十分長い時間(例えば、3000msec以上)の待機を行う。この磁化回復時間の待機を終了すると、ステップ19(ST19)の処理として、 $90^\circ$ パルスを使用するか否かを判断する。

【0069】ここで $90^\circ$ パルスを使用すると判断すると、ステップ20(ST20)の処理として、RFスイッチ10及び切換スイッチ13-3によりアッテネータ13-2が働く回路経路に切換えて、前述のステップ7の処理と同様に、スライス厚を無限大として、すなわちスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないスピン・エコー法(図11参照)で、その $90^\circ$ 条件を満たす送信電力により送受信用RFコイル8からRFパルス( $90^\circ$ パルス及び $180^\circ$ パルス)を送信してMR信号を収集する。なお、このステップ20の処理でも、グラディエント・エコー法(図12参照)を使用しても良いものである。

【0070】このMR信号の収集を終了すると、ステップ21(ST21)の処理として、前述のステップ8の処理と同様に、収集したMR信号のピーク値 $S_w$ を読取る。次に、ステップ22(ST22)の処理として、アッテネーション量読取部14によりアッテネータ13-2におけるアッテネーション量 $A_w$ を読取り、アリアンプ13-1及び検波部13-4における電圧ゲイン $B_w$ を読取り、さらに、パルスシーケンスからデューティ比 $D$ を読取る。

【0071】次に、ステップ23(ST23)の処理として、予めセットされているパラメータ換算係数 $k$ 、無負荷時の送信電力 $P_v$ 、MR信号のピーク値 $S_w$ 、無負荷時のアッテネーション量 $A_v$ 、無負荷時の電圧ゲイン $B_v$ 、アッテネーション量 $A_w$ 、電圧ゲイン $B_w$ 、デューティ比 $D$ から(式12)に基づいて、SARの値を算出して、このSAR算出処理を終了するようになっている。



【0072】また、ステップ19の処理で、90°パルスは使用しないと判断すると、ステップ24(ST24)の処理として、RFスイッチ10及び切換スイッチ13-3によりアッテネータ13-2が働く回路経路に切換えて、図14に示すように、スライス厚を無限大としてスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないパルスシーケンスで、所望の送信電力( $\alpha^\circ$ パルスを送信するための送信電力、なお $0 < \alpha^\circ < 90^\circ$ 、予想されるMR信号に対してリアンプ13-1が飽和しないように決定された $\alpha$ )により送受信RFコイル8からRFパルス( $\alpha^\circ$ パルス及び180°パルス)を送信してMR信号を収集する。なお、このステップ24の処理においても、静磁場の均一性が高いレベルで達成しているのであれば、図15に示すようなパルスシーケンスで、所望の送信電力により送受信RFコイル8からRFパルス( $\alpha^\circ$ パルスのみ)を送信してMR信号を収集しても良いものである。この $\alpha^\circ$ パルスを使用するための所望の送信電力 $P_x$ は、90°パルスのときの送信電力 $P_w$ により、

【0073】

【数9】

$$P_x = \left( \frac{\alpha}{90} \right)^2 \cdot P_w \quad \dots \dots \text{(式13)}$$

という関係式(式13)により決定される。

【0074】このMR信号の収集を終了すると、ステップ25(ST25)の処理として、前述のステップ21の処理と同様に、収集したMR信号のピーク値 $S_x$ を読取る。 $\alpha^\circ$ パルスでのMR信号のピーク値 $S_x$ を読取ると、ステップ26(ST26)の処理として、このMR信号のピーク値 $S_x$ から90°パルスでのMR信号のピーク値 $S_w$ を推定により算出する。

【0075】すなわち、 $\alpha^\circ$ パルスでのMR信号のピーク値 $S_x$ と90°パルスでのMR信号のピーク値 $S_w$ との間には、 $S_w = (1/\sin \alpha^\circ) \cdot S_x$ の関係が成立し、この式により90°パルスでのMR信号のピーク値 $S_w$ を推定・算出する。

【0076】この90°パルスでのMR信号のピーク値 $S_w$ を推定・算出を終了すると、ステップ27(ST27)の処理として、リアンプ13-1及び検波部13-4における電圧ゲイン $B_w$ を読取り、さらに、パルスシーケンスからデューティ比 $D$ を読取る。

【0077】次に、ステップ28(ST28)の処理として、予めセットされているパラメータ換算係数 $k$ 、無負荷時の送信電力 $P_v$ 、MR信号のピーク値 $S_w$ 、無負荷時の電圧ゲイン $B_v$ 、電圧ゲイン $B_w$ 、デューティ比 $D$ から(式12)に基づいて、 $(A_v/A_w)=1$ としてSARの値を算出して、このSAR算出処理を終了するようになっている。

【0078】このSAR算出処理では、90°パルス及びアッテネータ13-2を使用したステップ20からステ

ップ23へ進むSAR算出処理とリアンプ13-1が飽和しないように決定された $\alpha^\circ$ パルスを使用して90°パルスを使用したときのMR信号のピーク値を推定して算出するステップ24からステップ28へ進むSAR算出処理との2つの方法が選択できるようになっていたが、この発明はこれに限定されるものではなく、いずれか一方だけでも良いものである。

【0079】例えば、ステップ24からステップ28へ進むSAR算出処理だけしかないものでは、アッテネータ13-2及び切換スイッチ13-3が必要なくなり、それらを構成から削除することができる。

【0080】このMRI装置は、SAR算出処理を終了すると、図16に示す中央制御部1が行うSAR表示処理の流れにしたがって、SARの値の表示と撮影におけるスライス枚数の設定を行う。

【0081】まず、ステップ29(ST29)の処理として、前述のSAR算出処理で算出されたSARの値を図示しない表示装置に表示させ、ステップ30(ST30)の処理として、このSARの値に基づいて、撮影可能なスライス枚数を算出する。この撮影可能なスライス枚数を算出すると、ステップ31(ST31)の処理として、この算出された撮影可能なスライス枚数を上記表示装置上に、SARの値に並列して表示し、例えば「自動設定の場合はリターンキーを押して下さい。手動設定の場合はスライス枚数を入力して下さい。」等のメッセージを表示して、ステップ32(ST32)の処理として、自動設定か否かを判断する。

【0082】ここで、例えばリターンキーが押されて、自動設定と判断すると、ステップ33(ST33)の処理として、ステップ30で算出された撮影可能なスライス枚数を撮影するスライス枚数として設定して、このSAR表示処理を終了するようになっている。

【0083】また、例えば、数値入力が行われて、自動設定でないと判断すると、ステップ34(ST34)の処理として、枚数入力終了までの待機状態となり、枚数入力終了すると、入力された枚数を撮影するスライス枚数として設定して、このSAR表示処理を終了するようになっている。

【0084】このMRI装置は、このSAR表示処理の後、通常の撮影処理を行う。この撮影処理については、ここではその説明は省略する。この撮影処理においては、上述したSAR表示処理で設定された撮影するスライス枚数に基づいて撮影が行われる。

【0085】このようにこの実施の形態によれば、送受信RFコイル8へ供給される電力の効率を高めるためのマッチング回路9と、APC部1-1により90°条件を満足するように電力制御されたときの無負荷時及び負荷時のRFパルスの送信電力を測定するRFパワーメータ11-3及び電力読取部1-2と、Q値を求めるための方向性結合器部12-2及びQ値計算部1-3と、リアンプ

17

13-1が飽和しないためのアッテネータ13-2と、MR信号のピーク値を検出するピーク値読取部1-5とを設け、スライス・エンコードのない90°パルス送信時又は $\alpha^\circ$ パルス送信したパルスシーケンスを行って、プロトンの総量に比例したMR信号のピーク値を求め、公称体重を使用したSARの値の代わりとして、(式12)に基づいてプロトンの総量を使用したSARの値を自動的に計算することにより、被検体の照射領域に対応する部分の重量相当量を正確に把握することができ、SARの値を正確に算出することができ、SAR管理をより充

【0086】

【発明の効果】以上詳述したようにこの発明によれば、MR信号からプロトンの総量を求め、公称体重の代わりにプロトンの総量を使用してSARの値を求めることにより、被検体の照射領域に対応する部分の重量を正確に把握することができ、SARを正確に算出することができる磁気共鳴イメージング装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の実施の形態のMRI装置の要部構成を示すブロック図。

【図2】同実施の形態のMRI装置のRFパルス発生部及びその周辺の構成を示すブロック図。

【図3】同実施の形態のMRI装置のQ値測定部及びその周辺の構成を示すブロック図。

【図4】同実施の形態のMRI装置のMR信号検出部及びその周辺の構成を示すブロック図。

【図5】同実施の形態のMRI装置のマッチング回路の一例を示す回路図。

【図6】同実施の形態のMRI装置のRFパルス送信時の送受信RFコイルの等価回路を示す回路図。

【図7】同実施の形態のMRI装置のMR信号受信時の送受信RFコイルの等価回路を示す回路図。

【図8】同実施の形態のMRI装置の中央制御部が行う換算係数kの算出処理の流れを示す図。

【図9】同実施の形態のMRI装置のQ値測定部の方向性結合器における周波数と反射信号電圧との関係のグラフ及びQ値に関する数値を示す図。

18

【図10】同実施の形態のMRI装置の信号分析器における周波数とピックアップコイルによる信号電圧との関係のグラフ及びQ値に関する数値を示す図。

【図11】同実施の形態のMRI装置でのスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないスピン・エコー法のパルスシーケンスを示す図。

【図12】同実施の形態のMRI装置でのスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないグラディエント・エコー法のパルスシーケンスを示す図。

【図13】同実施の形態のMRI装置の中央制御部が行うSAR算出処理の流れを示す図。

【図14】同実施の形態のMRI装置での $\alpha^\circ$ パルスを使用したスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないパルスシーケンスの一例を示す図。

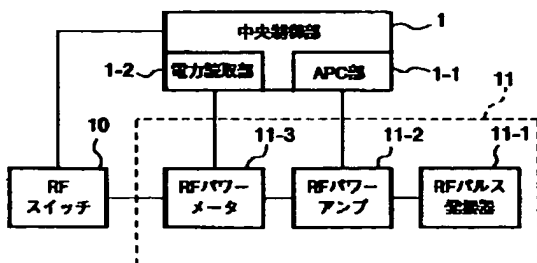
【図15】同実施の形態のMRI装置での $\alpha^\circ$ パルスを使用したスライス傾斜磁場、位相エンコード傾斜磁場をかけないパルスシーケンスの他の一例を示す図。

【図16】同実施の形態のMRI装置の中央制御部が行うSAR表示処理の流れを示す図。

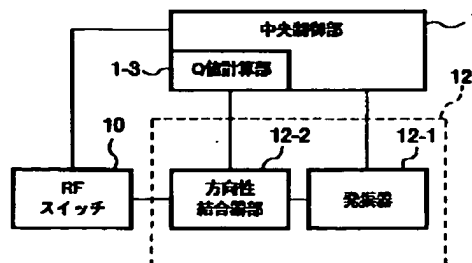
【符号の説明】

1…中央制御部、  
1-1…APC部、  
1-2…電力読取部、  
1-3…Q値計算部、  
1-4…アッテネーション量読取部、  
1-5…ピーク値読取部、  
8…送受信RFコイル、  
9…マッチング回路、  
10…RFスイッチ、  
11…RFパルス発生部、  
11-2…RFパワーアンプ、  
11-3…RFパワーメータ、  
12…Q値測定部、  
12-2…方向性結合器、  
13…MR信号検出部、  
13-1…アリアンプ、  
13-2…アッテネータ、  
13-4…検波部。

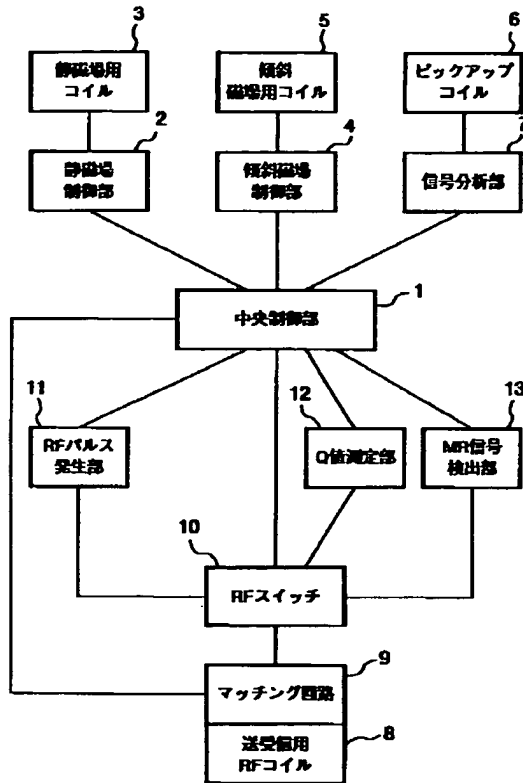
【図2】



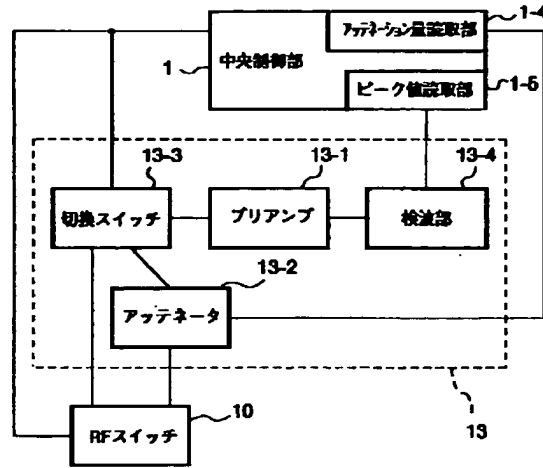
【図3】



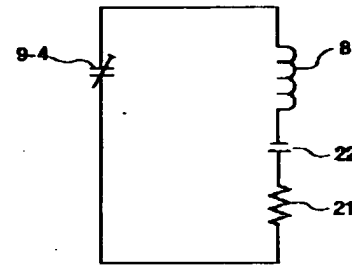
【図1】



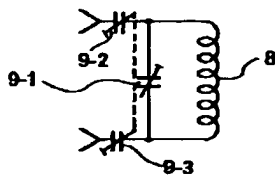
【図4】



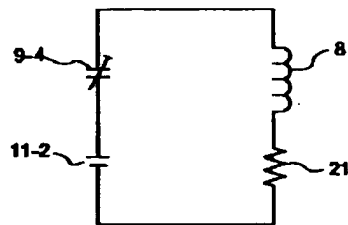
【図7】



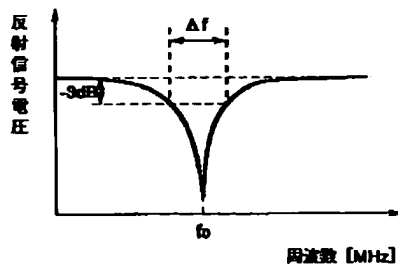
【図5】



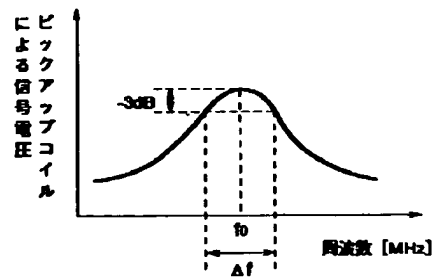
【図6】



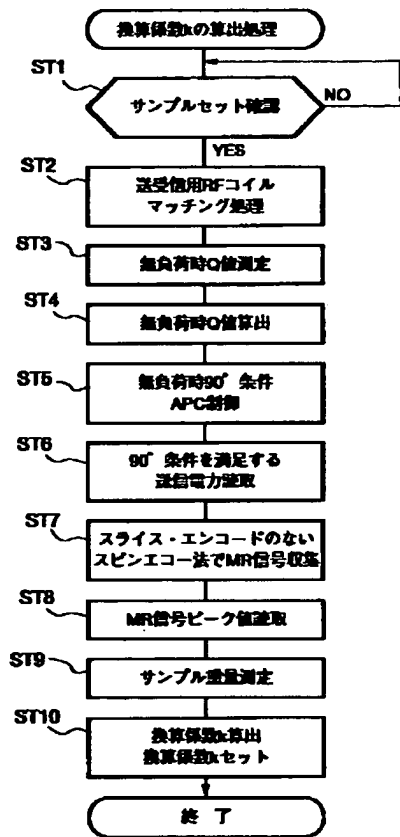
【図9】



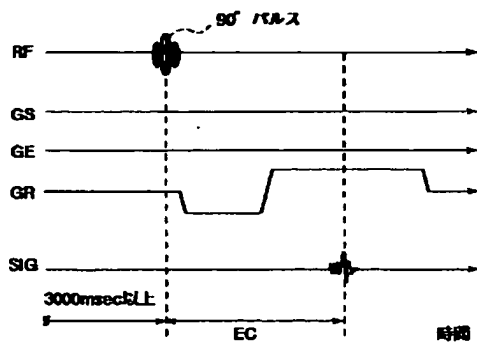
【図10】



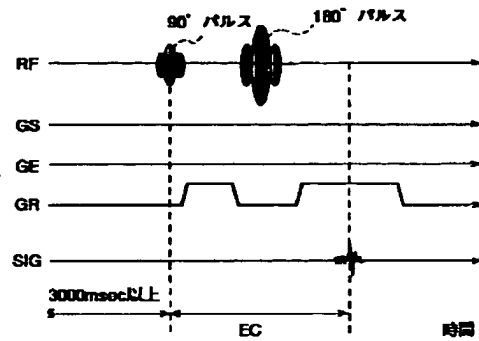
【図8】



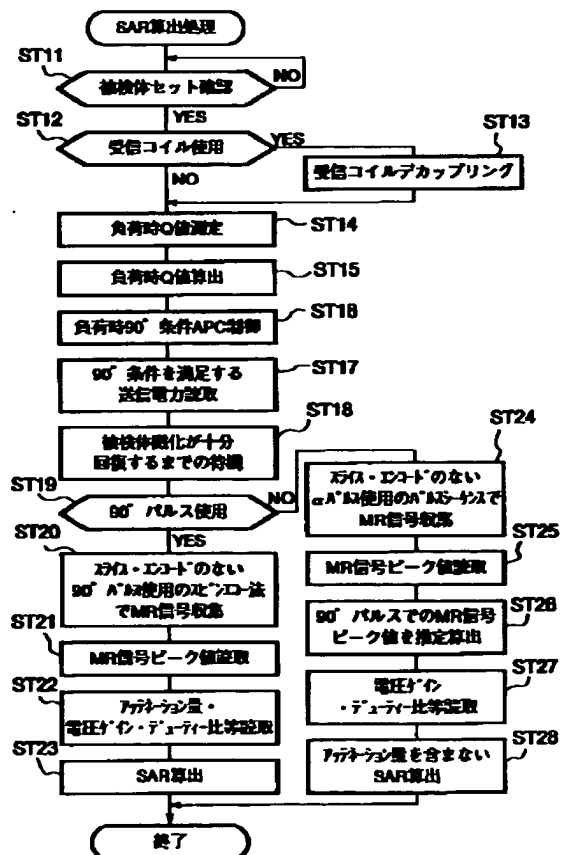
【図12】



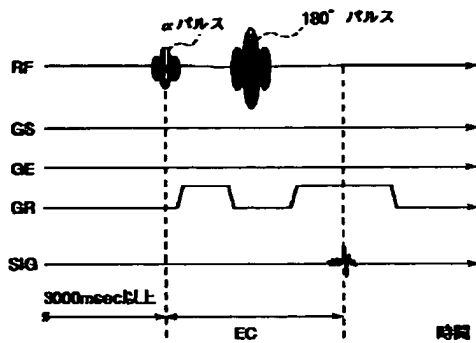
【図11】



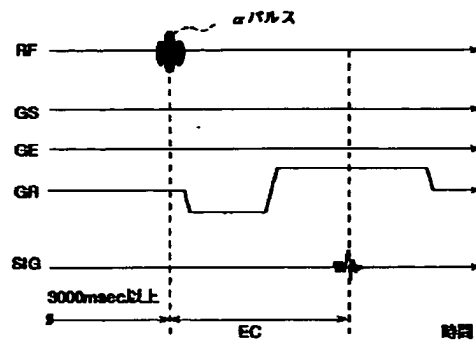
【図13】



【図14】



【図15】



【図16】

